

FACULTE de MEDECINE de PARIS

724^{N°}

Année 1956

T H È S E

pour le

DOCTORAT en MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

par

BARRÈS, Gabriel, Maurice, Marie

Présentée et soutenue publiquement le

1956

: Une METHODE ORIGINALE de MESURE de la RESISTANCE :
: :
: OPPOSEE par les VOIES AERIENNES au PASSAGE de l'AIR :
: :

Président : M. Léon BINET, Professeur

FACULTE de MEDECINE de PARIS

Année 1956

N°

T H È S E

pour le

DOCTORAT en MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

par

BARRES, Gabriel, Maurice, Marie

Présentée et soutenue publiquement le

19

Une METHODE ORIGINALE de MESURE de la RESISTANCE
OPPOSEE par les VOIES AERIENNES au PASSAGE de l'AIR

Président : M. Léon BINET, Professeur



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552424_0043

FACULTE DE MEDECINE DE PARIS

Nom du Candidat : B A R R E S

Prénoms: Gariel, Maurice, Marie

Date de la soutenance :

Numéro d'ordre :

1

BARRES (Gabriel-Maurice Marie). - Une méthode originale de mesure de la résistance opposée par les voies aériennes au passage de l'air.-
Paris, Ronéo, 45 p.
(Th.méd.(Et.)Paris, 1956
No.)

2

BARRES (Gabriel-Maurice Marie). - Une méthode originale de mesure de la résistance opposée par les voies aériennes au passage de l'air.-
Paris, Ronéo, 45 p.
(Th.méd.(Et.)Paris, 1956
No.)

),

(F)

3

BARRES (Gabriel-Maurice Marie). - Une méthode originale de mesure de la résistance opposée par les voies aériennes au passage de l'air.-
Paris, Ronéo, 45 p.
(Th.méd.(Et.)Paris, 1956
No.)

4

BARRES (Gabriel-Maurice Marie). - Une méthode originale de mesure de la résistance opposée par les voies aériennes au passage de l'air.-
Paris, Ronéo, 45 p.
(Th.méd.(Et.)Paris, 1956
No.)

(D),

1-10-55

Doyen honoraire :

M. BAUDOUIN,

Professeurs honoraires :

MM. Baudouin, Bénard (H), Cadenat, Carnot, Chabrol, Champy, Chevassu, Delbet, Donzelot, Gastinel, Guillain, Halphen, Harvier, Laroche (G), Laubry, Lemaître, Lemierre, Lévy-Solal, Lhermitte, Lian, Loeper, Marion, Mathieu, Mocquot, Mondor, Mulon, Olivier (E), Ombrédanne, Sannié, Sézary, Tanon.

Doyen Léon BINET
Membre de l'Institut

Assesseur Jean VERNE

I.- PROFESSEURS

MM.

Anatomie	CORDIER (G),
Anatomie pathologique	DELARUE (A),
Bactériologie	N
Biologie appliquée à l'Education physique et aux Sports.	CHAILLEY-BERT (P),
Biologie médicale	VERNE (J),
Cancérologie médicale et sociale	N
Carcinologie	OBERLING (G),
Chimie médicale	JAYLE (M.F.),
	(Hôtel-Dieu BROCC (P),
Cliniques chirurgicales	(Broussais DE GAUDANT D'ALLAINES (F)
	(Salpêtrière N
	(Cochin QUENU (J),
Clinique chirurgicale réparatrice et Orthopédique.	MERLE D'AUBIGNE (R),
Clinique de cardiologie	MOUQUIN (M),
Clinique de chirurgie infantile et d'orthopédie	FEVRE (M),
Clinique de chirurgie pleuro-pulmonaire	MONOD (R),
Clinique de la tuberculose	BERNARD (E),
Clinique de neuro-chirurgie	PETIT-DUTAILLIS (D),
Clinique de puériculture	LELONG (M),
Clinique des maladies cutanées et syphilitiques	DEGOS (R),
Clinique des maladies du sang	CHEVALLIER (P),
Clinique des maladies du système nerveux	ALAJOVANINE (T),
Clinique des maladies des enfants	DEBRE (R),



Clinique des maladies infectieuses	MOLLARET (P),
Clinique des maladies mentales et de l'encéphale . . .	DELAY (J),
Clinique Gynécologique	FUNCK-BRENTANO (P),
Hôtel-Dieu	N
Cliniques médicales	Bichat N
Cochin	MOREAU (R),
Broussais	DE GENNES (L),
Clinique médicale d'hydro-climatologie thérapeutique .	JUSTIN-BESANCON (L),
Clinique médicale propédeutique	PASTEUR VALLERY-RADOT (L)
Clinique médico-sociale du diabète sucré et des	
maladies de la nutrition	BOULIN (R),
(Tarnier	LANTUEJOUL (P),
Cliniques obstétricales	(Baudelocque N
(Port-Royal	LACOMME (M),
Clinique ophtalmologique	VELTER (E),
Clinique oto-rhino laryngologique	AUBIN (A),
Clinique physio-pathologique des problèmes alimentaires	RICHET (C),
Clinique psychiatrique infantile	HEUYER (C),
Clinique rhumatologique et sociale	COSTE (F),
Clinique stomatologique	DECHAUME (M),
Clinique thérapeutique chirurgicale	SENEQUE (J),
Clinique thérapeutique médicale	LEMAIRE (A),
Clinique urologique	FEY (B),
Embryologie	GIROUD (A),
Génétique médicale q.	LAMY (M),
Histoire de la médecine et de la chirurgie	N
Histologie	N
Hygiène et clinique de la première enfance	CATHALA (J),
Hygiène et médecine préventive	JOANNON (C),
Médecine du Travail	DESOILLE (H),
Médecine légale	PIEDELIEVRE (R),
Parasitologie et histoire naturelle médicale	GALLIARD (H),
Pathologie chirurgicale	MENEGAUX (G),
Pathologie exotique	LAVIER (G),
Pathologie expérimentale et comparée	LENEGRE (J),
Pathologie humorale et immunologie (chaire à titre	
expérimentale	personnel) MERKLEN (F.P.),
Pathologie médicale	BARIETY (M),
Pathologie et thérapeutique générales	GARCIN (J),
Pédiatrie sociale	MARIE (J)
Pharmacologie et matière médicale	HAZARD (R),
	DOGNON (A),
Physico-chimie médicale (chaire à titre personnel) ..	
Physiologie	BINET (L),
Physique médicale	STROHL (A),
Radiologie médicale	DESGREZ (H),
Technique chirurgicale	MOULONGUET (P),
Thérapeutique	TURPIN (R).

II. - PROFESSEURS sans CHAIRE

MAITRES de CONFERENCES-AGREGES et AGREGES

MM.		MM.	
Anatomie	(DELMAS (A), pr.s.ch. (DEBAYRE (J), (OLIVIER () (N ..		(LORTAT-JACOB(J) (OLIVIER (Cl) (POILLEUX (F), (VERNE (J.M.), (N . .
Anatomie pathologique .	(GAUTHIER-VILLARD (Mlle P.) (pr.s. ch. (BUSSEY (F) (GOUYGOU (Ch)	Pathologie chirurgicale	(N . . (N . . (N . . (N . . (N . . (N . . (N . .
Bactériologie .	(NEVOT (A), (N ..		(N . . (N . . (N . .
Biochimie médicale. . .	(ETTORI (J), pr.s.ch. (N .. (N ..	Pathologie expérimentale	(N . . (N . .
Biologie médicale.	BOURLIERE (F),		(BERNARD (J), (BOUDIN (G) (CASTAIGNE (P), (CONTE (M), (DOMART (A), (LAMOTTE (M), (LAROCHE (Cl), (MILLIEZ (P), (PEQUIGNOT (H), (PERRAULT (M), (RAMBERT (P), (THIEFFRY (St) (TURIAF (J), (N . . (N . . (N . . (N . . (N . . (N . .
Dermato- Syphiligraphie	DUPERRAT (F),		
Embryologie	TUCHMANN		
Histologie . . .	(BULLIARD (H) pr.s.ch., (N . . (N . .	Pathologie médicale . .	
Hydrologie . . .	N . .		
Hygiène	(Boyer (J), pr.s.ch. (DEPARIS (M) pr.s.ch.		
Maladies infectieuses	N . .		
Médecine légale et du travail	(DEROBERT (L), pr.s.ch. (GAULTIER (M), (HADENGUE (A), (N . .		
Neurochirurgie .	DAVID (M),	Pédiatrie . .	(JOSEPH (R), (N . . (N . .
Neurologie . . .	N . .	Pharmacologie .	(CHEYMOL (J), (pr.s.ch. (LEVY (Mlle J), (pr.s.ch.

Obstétrique . .	(GRASSET (J), (LEPAGE (F), (MERGER (R), (MORIN (P), (RAVINA (J), (N . . (N . .	Physiologie . .	(BARJETON (D), (pr.s.ch. (PARROT (J), (pr.s. ch. (DEJOURS (P), (DJOurno (A), Physique médicale (pr.s. ch. (GOUGEROT (L), Pneumo-Phtis iologie (KREIS (B), Psychiatrie . . . N . . Psychiatrie infantile . . . MICHAUX (Z), Rhumatologie . . N . . Stomatologie . . (CHAPUT (Mme A), (CERNEA (P), Thérapeutique . . N . . Urologie . . . KUSS (R)
Ophtalmologie	(DESVIGNES (P), (N . .		
Orthopédie . .	JUDET (R),		
Oto-rhino- laryngologie	(AUBRY (M), (MADURO (R),		
Parasitologie	(CHABAUD (A), (N . .		
Pathologie chirurgicale	ABOULKER (P), BAUMANN (J), GOSSET (J), LAURENCE (G),		

III. - PROFESSEURS SANS CHAIRE ET AGREGES

CHARGES DE COURS DE CLINIQUE ANNEXE

à titre permanent.-

	MM.		MM.
Clinique chirurgicale	(AMELINE (A),	Clinique médicale	(HAGUENAU (M),
	(HUGUIER (J),		(pr.s.ch.
	(LEGER (L),		(HAMBURGER (J),
	(PADOVANI (P),		(KOURILSKY (R),
	(PATEL (J),		(MARCHEL (G),
	(ROUX (M),		(SOULIE (E),
	(RUDLER (J.C.),		
(SICARD (A)			(ESCALLE (G),
Clinique médicale	(BROUET (G),	Clinique obstétricale	(MAYER (M),
	(N . .		(VARANGOT (J),
	(DECOURT (J),		
	(DREYFUS (Gilbert),		
(FAUVERT (R).		Clinique ophtalmologique	(OFFRET (G),
			(RENARD (G),
		Clinique urologique	COUVELAIRE

Secrétaire général de la Faculté . . M. MOREL (J),
Secrétaire Mlle Chaintreuil (G),

Conservateur, chargé de la direction..M.le Docteur HAHN (A),
ConservateurMlle GOICHON,
Bibliothécaires Mlles DUMAITRE (P),
LAURENT (H),
LE NOIR (G),
QUIEVREUX (E).

A mes Parents.

A Monsieur le Doyen Léon BINET

Professeur de la Chaire de Physiologie à la Faculté de Médecine de Paris

Doyen de la Faculté de Médecine de Paris

Membre de l'Institut

Grand-Croix de la Légion d'Honneur

Nous avons été son externe puis son interne. Depuis quatre ans il a eu la bienveillance de nous admettre comme assistant dans son laboratoire de Physiologie. Son appui et ses conseils ne nous ont jamais manqué.

Il nous a fait le grand honneur d'accepter la présidence de cette thèse.

Qu'il veuille bien trouver ici l'expression de notre très respectueuse reconnaissance.

A Monsieur le Professeur BARGETON

Il a bien voulu nous confier ce travail
dont il a conçu le principe et surveillé la
réalisation.

Il a su nous communiquer son goût pour
la recherche et pour la technique physiologiques.
Il a été pour nous un guide précieux et sûr en
même temps qu'une aide de tous les jours.

En témoignage d'affectueux respect.

A Monsieur le Docteur TANRET

Nous devons à l'amitié dont il nous honore de savoir ce que sont la passion de la recherche et l'amour de son métier.

Il nous a aidé avec indulgence à résoudre toutes les difficultés rencontrées depuis le début de nos études.

En gage de profonde admiration et de fidèle affection.

A NOS MAÎTRES DANS LES HOPITAUX

Externat :

Monsieur le Professeur QUENU
Monsieur le Doyen BINET
Monsieur le Docteur JACQUELIN
Monsieur le Docteur DEBRAY
Monsieur le Docteur BLOCH
Monsieur le Docteur LEVESQUE
Monsieur le Professeur de GENNES
Monsieur le Docteur MAURIC
Monsieur le Professeur agrégé DEROT

Internat :

Monsieur le Docteur THALHEIMER
Monsieur le Docteur LIEVRE
Monsieur le Professeur agrégé KOURILSKY
Monsieur le Professeur agrégé HAMBURGER
Monsieur le Doyen BINET
Monsieur le Professeur agrégé PERRAULT
Monsieur le Professeur agrégé COUVELAIRE

Ce travail de Physiologie ne nous a pas
cependant détourné de l'étude clinique du malade
qui reste à la base de la recherche médicale.

Votre incomparable enseignement restera
pour nous le bien le plus précieux.

En gage de notre extrême gratitude.

A NOS MAÎTRES DU LABORATOIRE DE PHYSIOLOGIE

Monsieur le Professeur PARROT

Monsieur le Professeur agrégé BOURLIERE

Monsieur le Docteur DEJOURS, Maître de Conférences

Monsieur le Docteur P. GLEY

A NOS CAMARADES DU LABORATOIRE DE PHYSIOLOGIE

A NOS COLLEGUES D'INTERNAT

UNE METHODE ORIGINALE DE MESURE DE LA RESISTANCE
OPPOSEE PAR LES VOIES AERIENNES
AU PASSAGE DE L'AIR

—:—:—:—

L'énergie nécessaire à l'accomplissement des mouvements respiratoires ne représente au repos qu'une fraction minime du métabolisme, mais peut, dans certaines conditions, devenir considérable.

Pour assurer le renouvellement de l'air dans les alvéoles, cette énergie doit vaincre trois sortes de résistances :

- Résistances élastiques, proportionnelles au degré de déformation du système respiratoire, donc au volume de l'air courant.
- Résistances de friction visqueuse, au sein du tissu pulmonaire et des tissus environnants, variables avec la rapidité des changements de volume plus qu'avec leur amplitude, donc fonction du débit instantané de l'air.

- Résistances de friction aérodynamique dans l'arbre respiratoire.

Elles dépendent aussi de la vitesse de l'air mais ne lui sont pas simplement proportionnelles. C'est la valeur de cette résistance qu'oppose l'ensemble des voies aériennes au passage de l'air que nous nous proposons de mesurer sans anesthésie ni traumatisme.

Son intérêt particulier vient du fait qu'elle est sous la dépendance du calibre des différents segments de l'arbre bronchique, calibre lui-même réglé par le tonus des muscles lisses capables d'en modifier la section. Il est probable que les variations de ce tonus et les variations de résistance qu'elles provoquent ont un rôle physiologique important dans la distribution topographique de la ventilation.

Dans le domaine de la physio-pathologie respiratoire, particulièrement au cours des broncho-pneumopathies obstructives, il est du plus haut intérêt de connaître et de mesurer les modifications de la résistance opposée au passage de l'air afin de juger du degré de l'obstruction et de son évolution. La technique capable d'atteindre ce but ne doit apporter aucune gêne supplémentaire au malade.

La méthode proposée ici, enfin, se prête particulièrement bien aux essais pharmacodynamiques et permet une mesure objective de l'action des différentes drogues proposées pour modifier la résistance bronchique.

LA RESISTANCE OFFERTE PAR LES VOIES AERIENNES AU PASSAGE DE L'AIR se traduit par une perte de charge le long de ces voies, de sorte que, dans les alvéoles, l'air est, par rapport à l'atmosphère, en dépression à l'inspiration, en surpression à l'expiration.

Il n'y a pas de mesure directe concevable de ces variations de pression ; non seulement chaque alvéole est si petit qu'une aiguille assez fine pour le catéthériser sans le détruire serait immédiatement bouchée par le liquide alvéolaire, mais, de plus, la connaissance de l'évolution des pressions dans un alvéole serait certainement dépourvue d'intérêt. On connaît bien les inégalités topographiques de la ventilation, et l'état moyen de la population alvéolaire ne peut être connu qu'à partir d'un échantillonnage statistiquement suffisant qui imposerait des ponctions répétées absolument rédhibitoires.

Les premières estimations chez l'homme ont été effectuées par ROHRER (1915) ; il a utilisé les lois physiques de l'écoulement des gaz qui prévoient deux parts dans la résistance de l'air, et les a appliquées aux voies aériennes après mensurations sur le cadavre :

- là où l'écoulement est laminaire, la résistance varie comme le débit de l'air ;
- en régime turbulent, au contraire, la résistance varie comme le carré de ce débit. Le régime turbulent se

rencontre aux points de changements dans la section bronchique et de changement de direction du flux aérien, particulièrement au niveau des voies aériennes supérieures.

La relation entre perte de charge (P) et vitesse de l'air ($\dot{V}$) est donc de la forme $P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2$, K_1 et K_2 étant des constantes ; ROHRER a estimé à 0,8 la valeur de ces coefficients et la relation devient : $P = 0,8 (\dot{V} + \dot{V}^2)$ avec P en cm d'eau et $\dot{V}$ en litres par seconde, soit 1,6 cm d'H₂O/1/sec.

D'autres auteurs se sont attachés à déterminer la résistance totale (Résistance élastique des tissus + Résistance visqueuse des tissus + Résistance de l'air) que doivent vaincre les muscles respiratoires. Pour la connaître, MEAD et WHITTENBERGER (1953) mesurent à chaque instant la différence de pression entre la bouche et la surface du poumon. Chez l'animal de laboratoire, la pression pleurale est prise à partir d'un petit pneumothorax ; chez l'homme on utilise l'écart des pressions entre la bouche et un ballon intraoesophagien dont la situation doit être exactement déterminée. Ces données permettent de relier la résistance totale à une certaine fonction du volume et à une certaine fonction du débit de l'air ; quand cette vitesse est nulle (en fin d'expiration ou d'inspiration) la différence de pression n'est plus proportionnelle qu'au volume. Ainsi peut-on déterminer séparément la résistance due aux forces élastiques et celle due aux forces de friction (Résistance visqueuse + Résistance de l'air).

MAC ILROY et ses collaborateurs (1955) ont fort ingénieusement démembré ce dernier terme. Ils remarquent que la répartition des zones de turbulence reste la même lorsque le sujet respire différents gaz de viscosité cinématique égale, c'est à dire dont le rapport $\frac{\text{Viscosité}}{\text{Densité}}$ est le même. La résistance aérodynamique qu'ils

rencontrent est donc proportionnelle à leur viscosité alors que la résistance visqueuse des tissus reste constante. Cette méthode a permis d'attribuer à la résistance visqueuse 30 à 40% de la somme (Résistance visqueuse + Résistance de l'air). La perte de charge due à la résistance de l'air serait ainsi de l'ordre de 1,2 cm d'H₂O/1/sec.

Mais la seule méthode qui propose une solution approchée du problème posé, à savoir : connaître à chaque instant une grandeur en relation simple avec la perte de charge due à la seule résistance de l'air, est la méthode d'interruption utilisée par VON NEERGARD et WIRZ (1927) d'abord, puis par VUILLEUMIER (1944) et par OTIS et PROCTOR (1948).

Le principe en est simple : le sujet respire à travers un pneumotachographe qui enregistre continuellement la vitesse de l'air tandis qu'un autre manomètre enregistre la pression dans la pièce buccale. Un dispositif mécanique obstrue la pièce buccale à intervalles réguliers au cours du cycle respiratoire. L'interruption se produit en 1/100 sec, dure 1/10 sec environ ; elle se répète toutes les 1/2 sec ou un peu plus. Au moment de l'interruption le pneumotachographe

tombe évidemment à zéro, la pression dans la pièce buccale, normalement égale à la pression atmosphérique, atteint une valeur qui doit être celle qui règne dans les alvéoles si l'on admet que le volume alvéolaire est grand devant celui de l'espace mort et de l'appareillage. Les chiffres de perte de charge due à la résistance de l'air trouvés par OTIS et PROCTOR sont de 0,7 cm d'H₂O pour un débit de 250 cm³/sec et 1,8 cm d'H₂O pour 500 cm³/sec.

Des critiques ont été adressées à cette technique. Les auteurs reconnaissent eux-mêmes que les valeurs qu'ils trouvent devraient être majorées de 15 à 20% car leur appareillage a un espace mort de 650 cm³. Inversement, entre le moment de l'interruption et le moment où la pression est égale dans tout le système, il s'écoule 1/200 de seconde pendant lequel la poitrine continue à se mouvoir et tend à donner des valeurs trop hautes.

Mais surtout MEAD et WHITTENBERGER (1954), employant simultanément la méthode d'interruption et leur méthode avec ballon intraoesophagien de mesure de la résistance totale, constatent avec surprise que cette mesure de la résistance totale donne des résultats moins élevés de 18% que la méthode d'OTIS. Ce qui revient à dire que la résistance des tissus pulmonaires serait négligeable ou même négative! Cette conclusion est, bien entendu, irrecevable ; l'analyse expérimentale et théorique amène MEAD et WHITTENBERGER à conclure que la méthode d'interruption renseigne sur la somme de la résistance visqueuse et de la résistance de l'air, et non pas sur cette dernière seule d'une part ; que d'autre part, les muscles respiratoires conti-

nuent à agir pendant l'interruption ce qui fait que les résultats trouvés sont encore un peu plus forts que cette résistance totale elle-même.

Quoique très remarquable par sa simplicité et susceptible d'applications intéressantes, la méthode d'interruption n'atteint donc pas le but cherché. Elle demande de plus une certaine coopération et n'est pas pratiquement applicable à l'animal. La méthode proposée ici semble à l'abri de ces critiques.

LA METHODE PLETHYSMOGRAPHIQUE

NCIPE

Nous avons vu que la perte de charge qu'imposent les voies aériennes au passage de l'air se traduit par une dépression dans les alvéoles lors de l'inspiration.

Le volume inspiré à la pression atmosphérique, V_I , va donc subir dans les poumons une expansion proportionnelle à la dépression qui y règne et devenir V_t , V_t étant plus grand que V_I . Si le sujet est enfermé dans une enceinte étanche, on pourra y mesurer une augmentation de pression proportionnelle à $V_t - V_I$. De plus, le freinage que provoque la résistance de l'air va introduire un déphasage entre le prélèvement d'air dans l'atmosphère et l'expansion thoracique, celle-ci étant en avance de phase. Les phénomènes inverses se produisent à l'expiration. C'est la mesure de ce déphasage qui est utilisée par

la méthode pléthysmographique.

Raisonnant toujours sur le temps inspiratoire, on constate que le volume de l'air inspiré est, en réalité, inférieur au volume de l'expansion thoracique pour trois raisons :

- Perte de charge dans les voies aériennes ;
- Quotient respiratoire généralement différent de 1, le volume de l'oxygène consommé étant différent du volume du gaz carbonique rejeté;
- Changements de conditions physiques : l'air atmosphérique est très généralement à une température et à une tension de vapeur d'eau moindres que les 37° et la saturation qu'il va atteindre dans les alvéoles. Il se produit donc de ce seul fait une dilatation de l'air inspiré.

De ces trois facteurs le premier est quantitativement le plus important car il affecte tout le volume de l'air contenu dans les poumons alors que les autres n'intéressent que le volume courant.

C'est pourtant aux seuls changements de conditions physiques qu'a, jusqu'à présent, été rapportée l'augmentation de volume à l'inspiration $V_t - V_I$. Elle a servi de fondement à la plus simple des méthodes de spiropgraphie : c'est simplement l'enregistrement des pressions dans une boîte fermée dans laquelle le sujet est parfaitement libre, sans masque ni pièce buccale d'aucune sorte. Un tel dispositif a été notamment utilisé par CHAPLIN (1954). Tout récemment, DRURBAUCH et FENN (1955) l'ont employé pour mesurer la ventilation du nouveau-né. Ils comparent le spirogramme obtenu avec celui que fournit un appareil

de TISSOT et concluent à un bon accord des deux méthodes. Cette vérification suggère que les changements de condition physique de l'air, aussi bien à l'inspiration qu'à l'expiration, sont instantanés; il y a là une assertion que nous admettrons provisoirement, mais qui mérite d'être discutée et sur laquelle nous reviendrons.

Les variations de la différence de volume globale $V_t - V_I$ qui résultent des trois causes définies ci-dessus sont donc faciles à connaître. Connaissant à chaque instant du cycle respiratoire les variations de pression qu'elles engendrent dans un système clos d'une part, et le volume de l'expansion thoracique d'autre part, on peut en déduire la valeur de la perte de charge due à la résistance opposée par les voies aériennes au passage de l'air.

Pour son calcul, on utilise les relations suivantes :

$$(1) \quad C (B - h_b) = (C + V_I - V_t) (B - h_b + Y)$$

dans laquelle :

C = Volume d'air contenu dans la boîte ;

B = Pression atmosphérique ;

h_b = Tension de vapeur d'eau saturante dans la boîte ;

V_I = Volume d'air inspiré A T P S

V_t = Expansion thoracique B T P S ;

Y = Variation de pression dans la boîte.

On en tire, en négligeant l'infiniment petit du 2ème ordre :

$$(1bis) \quad Y = (B - h_b) \frac{V_t - V_I}{C}$$

qui exprime la relation de proportionnalité entre les variations de pression dans la boîte et les variations de la différence de volume entre air inspiré et expansion thoracique.

$$(2) \quad V_t = V_I' + V_O' - V_O$$

V_I' = Volume d'air inspiré B T P S ;

V_O = Volume moyen des poumons en l'absence de perte de charge ;

V_O' = Même volume modifié par l'existence d'une perte de charge ;

(V_I , V_I' et V_t sont comptés à partir de la position moyenne avec le signe + en inspiration, le signe - en expiration).

$$(3) \quad \frac{V_I' (B + Y - u - h_a)}{T_a} = \frac{V_I (B - h_b)}{T_b}$$

u = Perte de charge dans les voies aériennes ;

h_a = Tension de vapeur d'eau saturante dans les alvéoles ;

T_a = Température absolue dans les alvéoles ;

T_b = Température absolue dans la boîte.

$$(4) \quad V_O (B - h_a) = V_O' (B + Y - u - h_a)$$

Les variables sont :

$\left. \begin{matrix} V_t \\ Y \end{matrix} \right\}$ que l'on mesure directement

u) que l'on désire connaître à partir des deux premières ;

$\left. \begin{matrix} V_I \\ V'_I \\ V'_O \end{matrix} \right\}$ que l'on peut éliminer entre les quatre relations.

Si V_t , V_o et V_I sont petits devant C , on peut négliger les infiniment petits du 2ème ordre :

$$\frac{(V_t - V_I)^2}{C^2} \quad \frac{(V_o + V_t)^2}{C^2} \quad \frac{V_t(V_o + V_t)}{C^2}$$

et on a :

$$(5) \quad Y = \underbrace{\frac{1}{C} \left\{ (B - h_b) - (B - h_a) \frac{T_b}{T_a} \right\} V_t}_{\text{Terme I}} + \underbrace{\frac{V_o + V_t}{C} \frac{T_b}{T_a} u}_{\text{Terme II}}$$

Le premier terme de cette relation détermine les variations de Y en fonction de V_t ; il montre qu'en l'absence de perte de charge, Y est une fonction linéaire de V_t dont la pente dépend des différences

de température et de tension de vapeur entre l'atmosphère et les alvéoles.

Le deuxième terme, seul, dépend de la perte de charge.

Si l'on porte sur un diagramme V_t en abscisses et Y en ordonnées, en prenant pour origine $Y = 0$ et la position moyenne du thorax, de sorte que l'inspiration soit du signe + et l'expiration du signe -, la figure obtenue sera, en l'absence de perte de charge, une droite passant par l'origine ; la perte de charge aura pour effet de la changer en une boucle parcourue dans le sens horaire et qui a la droite précédente pour grand axe (Fig.1)

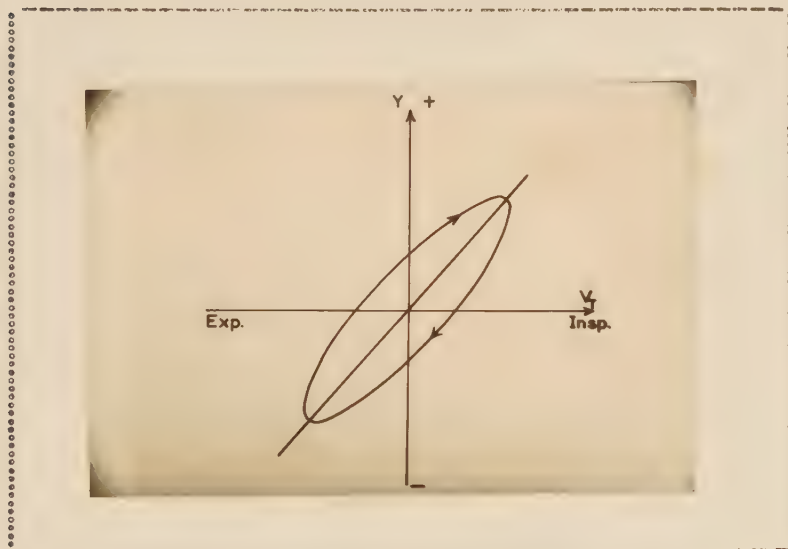


Fig. 1

Ainsi se trouve démontrée la possibilité théorique de connaître les résistances aérodynamiques de la respiration à partir de mesures purement volumétriques.

Son application pratique suppose quelques hypothèses simplificatrices :

- L'incompressibilité du corps du sujet.-

La différence $V_t - V_I$ que nous nous proposons de mesurer pourrait être masquée si la diminution de volume de certains organes à l'inspiration tendait à créer un phénomène de sens inverse. Trois arguments nous paraissent minimiser, sinon éliminer, ce facteur :

- Seuls les gaz intestinaux sont physiquement compressibles ; leur volume est, en tout état de cause, petit devant le volume d'air contenu dans les voies aériennes et les poumons.
- La différence $V_t - V_I$ que nous avons effectivement mesurée est bien de l'ordre de grandeur théoriquement prévue.
- L'absorption des gaz intestinaux de nos animaux d'expérience par du charbon administré les jours précédents n'a entraîné aucune modification mesurable de cette différence.

- Le caractère instantané des changements de conditions physiques de l'air.-

Aucun document ne permet actuellement d'affirmer que cette hypothèse soit justifiée. Le travail déjà cité de DRURBAUCH et FENN a un caractère purement qualitatif qui amène seulement à la conclusion que, dans les conditions où ils se sont placés, il n'y a pas désaccord entre cette hypothèse et leurs constatations.

Il est extrêmement probable que l'air inspiré se trouve immédiatement porté aux conditions de température et de saturation alvéolaire étant donné l'énorme surface alvéolaire ; pour l'air expiré il doit en être de même tant que la fréquence n'est pas trop élevée. Notre expérience suggère que ce n'est plus vrai quand la fréquence augmente et nous nous efforçons de confirmer ce fait. En pratique, il a été nécessaire de tourner la difficulté par un étalonnage empirique.

- La connaissance du volume pulmonaire moyen.-

Le deuxième terme de la relation (5) montre que, pour connaître la perte de charge, il faut connaître aussi le volume pulmonaire total. Or on ne peut mesurer que le volume courant qui vient s'ajouter ou se retrancher (à l'inspiration ou à l'expiration) au volume pulmonaire moyen du sujet. Différents auteurs se sont attachés à l'estimation de ce dernier chez l'homme, en particulier BIRATH et ASLET. Il est légitime d'appliquer les lois de la similitude biologique et de supposer que le volume pulmonaire moyen est dans le

rapport des poids si l'on passe de l'homme au lapin. Nous avons, dans cette étude, adopté la valeur de $42,5 \text{ cm}^3/\text{Kg}$.

Les avantages de la méthode.

Les avantages théoriques de la méthode proposée semblent considérables :

- Elle doit permettre d'opérer dans des conditions de confort qui laissent le sujet en état réellement physiologique, sans traumatisme ni anesthésie ni gêne respiratoire.
- Elle doit pouvoir s'adapter aussi bien à l'Homme qu'à n'importe quel animal, sous réserve,
 - d'une enceinte close de dimensions appropriées ;
 - d'une mesure du volume courant adaptée à l'espèce considérée.
- Enfin et surtout, elle mesure exclusivement la perte de charge due à la résistance de l'air, indépendamment des résistances élastiques ou visqueuses des tissus. Or il est relativement facile de concevoir et de construire un modèle représentatif des conditions physiques des voies aériennes et des poumons. Cette considération permet d'envisager un étalonnage empirique qui tourne les difficultés relatives aux changements de température et de pression de vapeur d'eau. Il y a là une supériorité sensible sur les méthodes qui mesurent les résistances tissulaires et qui ne sont pas susceptibles d'une telle vérification ;

aucun appareil ne peut reproduire avec fidélité les propriétés des tissus vivants.

QUE

Appareillage.-

Nous avons pour nos expériences utilisé le Lapin. Ce choix a été dicté par diverses considérations de commodité : sa taille est suffisante, son élevage est aisé, il reste facilement calme.

L'appareillage se propose d'obtenir directement le diagramme $Y = f(V_t)$. Il comprend deux parties distinctes (Fig.2)

1.- Le dispositif de mesure de $V_t - V_I$

C'est une boîte étanche parallélépipédique, d'un volume effectif de 56,400 litres. Les deux grandes faces et le fond sont en plexiglass ; on peut ainsi s'assurer directement de l'état du sujet pendant tout le cours de l'expérience. Les trois autres faces sont en duralumin et permettent à la chaleur dégagée par l'animal de se dissiper sans que la température intérieure de la boîte monte notablement au-dessus de la température ambiante ; l'une de ces faces sert de porte amovible par où est introduit l'animal. Un thermomètre permet de surveiller la température de la boîte et une petite couche d'eau dans le fond assure la saturation de l'air. Après essai, l'usage d'un ventilateur pour rendre plus homogènes les conditions physiques de l'air est apparu inutile. La pression dans la boîte est enregistrée par un manomètre différentiel à fil d'extension et, après amplification, est envoyée directement sur les plaques de déviation verticale

d'un oscillographe cathodique. Pour éviter les dérives thermiques à long terme, une petite fuite systématique a été aménagée dans la boîte. On doit noter tout de suite que les pressions relevées sont si faibles qu'elles ne peuvent en aucune manière gêner l'animal.

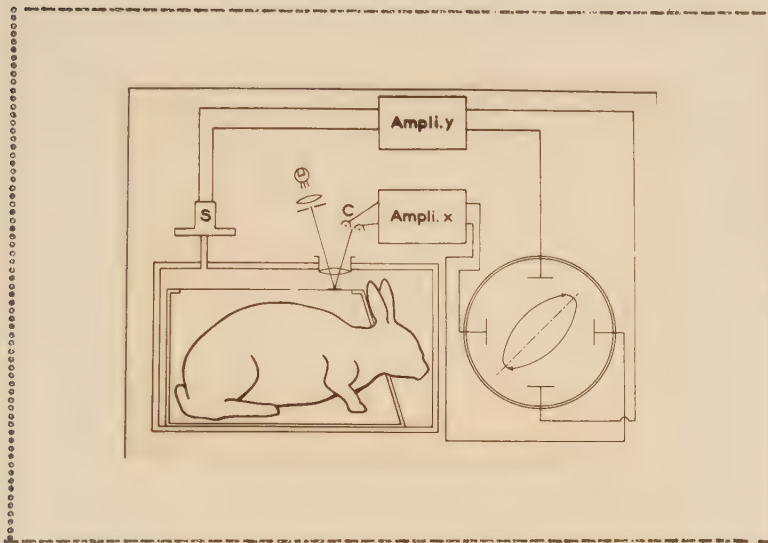


Fig. 2 - L'appareillage de mesure

Le Lapin est enfermé dans un pléthysmographe dont la face supérieure en caoutchouc mince porte un petit miroir dont les déplacements sont proportionnels à l'expansion thoracique et transformés en variations de tension par les cellules photo-électriques C. Le manomètre S à fil d'extension traduit les variations de pression Y dans la boîte extérieure.

2. - Le dispositif de mesure de V_t .

L'animal n'est pas libre dans la boîte qui vient d'être décrite. Il est enfermé dans un pléthysmographe d'où sort sa tête

à travers un joint étanche formé de plusieurs épaisseurs de matière plastique disposées en feuilles d'artichaut et abondamment imprégnées de glycérine. Ce dispositif avait déjà été employé dans ce même laboratoire pour l'étude de la ventilation du Lapin. Le pléthysmographe est entièrement en plexiglass sauf la face supérieure qui sert de couvercle amovible. Elle est faite d'une feuille de caoutchouc de 5/100 mm d'épaisseur modérément tendue sur un cadre métallique. Cette membrane a dû être fabriquée sur place à partir d'une émulsion de latex. L'expansion thoracique se traduit par un déplacement de la membrane qui entraîne un miroir très léger collé sur elle.

Le pléthysmographe est exactement positionné dans la boîte extérieure par des cales. Lorsqu'il est en place, le miroir se trouve en regard d'une fenêtre pratiquée dans la face supérieure de la boîte extérieure. Par cette fenêtre un faisceau lumineux tombe sur le miroir qui le réfléchit vers deux cellules photo-électriques à vide montées en opposition. On a vérifié que, dans toute l'étendue des volumes utilisés, la tension fournie par ces cellules était bien proportionnelle au volume de l'expansion thoracique. Cette tension est amplifiée et envoyée sur les plaques de déviation horizontale de l'oscillographe cathodique.

La présence de la membrane spiromètre crée, évidemment, une différence de pression entre ses deux faces qui tend à diminuer $V_t - V_I$, donc à diminuer la pente du diagramme. Cette contre-pression est de l'ordre de 10^{-6} atm/cm³ ; bien qu'il soit aisé de calculer la correction qui doit, de ce fait, être apportée à l'équation (5), elle

est apparue négligeable et nous n'en avons pas tenu compte.

Ainsi se trouve obtenu directement sur l'écran de l'oscillographe le diagramme des variations de Y en fonction de V_t au cours du cycle respiratoire. Ce diagramme est photographié, puis mesuré en tenant compte des coefficients d'amplification. Ceux-ci sont connus directement de manière très simple en photographiant les déflexions oscillographiques obtenues en pompant des volumes connus dans le pléthysmographe et dans la boîte extérieure.

Interprétation des diagrammes $Y = f(V_t)$.

L'interprétation d'un diagramme et sa traduction en valeur absolue peut être faite de deux manières :

.- Soit en mesurant sa surface, par planimétrie par exemple ; cette surface est proportionnelle au travail dépensé pendant un cycle respiratoire pour vaincre la résistance qu'opposent les voies aériennes au passage de l'air. Si l'on connaît la durée du cycle, on peut ainsi apprécier la puissance qu'a dû fournir l'organisme dans ce but.

Nous n'avons pas utilisé ce mode d'interprétation du fait de l'imprécision de la planimétrie des petites surfaces et aussi parce que nous désirions surtout connaître, non pas l'énergie dépensée, mais l'ordre de grandeur de la porte de charge.

.- Soit en mesurant le déphasage, c'est à dire l'ouverture de la boucle comptée parallèlement à l'axe des Y . Cette ordonnée, nous l'avons vu, est proportionnelle au produit de la porte de charge par le volume pulmonaire total ; il était donc prévisible qu'elle serait

plus grande du côté de l'inspiration que du côté de l'expiration, ce que l'expérience a confirmé. Pour chaque boucle on a mesuré trois de ces ordonnées : l'une moyenne pour $V_t = 0$, les deux autres pour $V_t = +\frac{1}{2}$ et $V_t = -\frac{1}{2}$. Le volume pulmonaire correspondant pour l'ordonnée centrale est V_0 , pour les autres $V_0 \pm \frac{V_t}{4}$. Ces trois positions de mesure ont arbitrairement reçu, de la position expiratoire à la position inspiratoire, les numéros -1, 0 et + 1.

On peut donc traduire ces grandeurs en termes de pression. Mais il faut remarquer que la pression qui correspond à l'une de ces ordonnées représente la perte de charge "totale" pour le volume pulmonaire considéré, c'est à dire perte de charge à l'inspiration + perte de charge à l'expiration. Ces deux fractions peuvent être évaluées séparément en traçant l'axe qui joint la fin de l'inspiration à la fin de l'expiration c'est à dire les points où les tangentes sont verticales (Fig.3). La partie qui est au-dessus du grand axe est décrite à l'inspiration, celle qui est au-dessous à l'expiration. Cette opération n'a pas été faite pour toutes nos courbes, mais seulement pour celles dont la qualité la rendait techniquement possible. Les résultats sont très homogènes et donnent pour la perte de charge à l'expiration une valeur moyenne double de celle de la perte de charge à l'inspiration. Dans l'interprétation des chiffres donnés par nos expériences, on peut donc affecter les 2/3 à l'expiration et 1/3 seulement à l'inspiration.

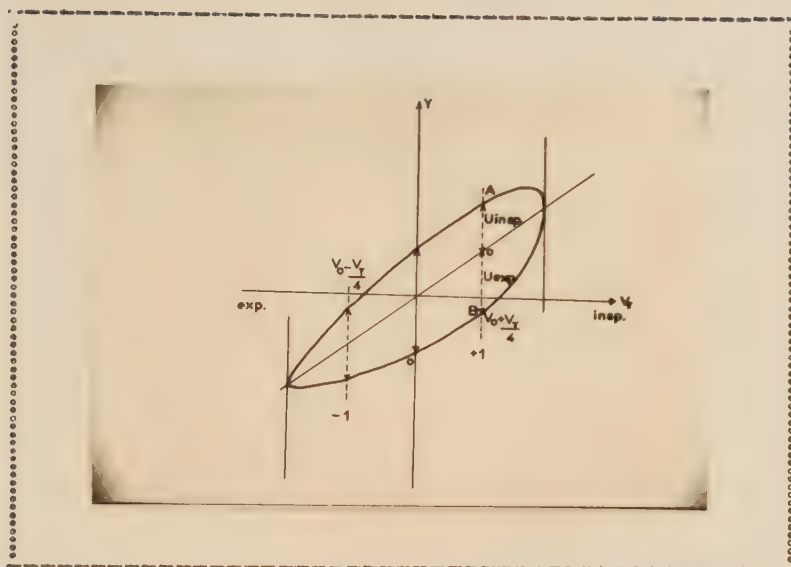


Fig. 3

Interprétation du diagramme obtenu sur l'oscillographe.-

La perte de charge due à la résistance de l'air est mesurée pour trois positions thoraciques différentes :

- Entre la position expiratoire et la position moyenne (+1) ;
- A la position moyenne (0) ;
- Entre la position moyenne et la position inspiratoire (-1) ;

Si l'on trace l'axe qui joint la fin de l'expiration à la fin de l'inspiration, ce qui est au-dessus de lui représente la perte de charge à l'inspiration, ce qui est au-dessous représente la perte de charge à l'expiration.

Les boucles recueillies par photographie correspondent chacune à un seul mouvement respiratoire. On peut se demander dans quelle mesure ce mouvement est représentatif de l'ensemble des cycles respiratoires.

Doux moyens ont été simultanément mis en jeu pour éliminer cette objection :

.- D'une part, le spirogramme est recueilli sur un oscillographe auxiliaire et les photos ne sont prises que si la respiration est calme.

.- D'autre part, dans un court intervalle de temps, plusieurs boucles sont photographiées qui correspondent à plusieurs mouvements respiratoires successifs (10 le plus souvent). On considère alors comme caractéristique la "boucle moyenne", purement théorique, dont les dimensions sont la moyenne des dimensions des dix boucles photographiées.

L'application des lois physiques de l'écoulement des gaz prévoit que, pour un même calibre bronchique, la résistance de l'air croît avec la vitesse, donc avec la fréquence respiratoire si le volume courant n'a pas changé. Il ne nous a pas encore été possible de mesurer avec précision la durée du cycle correspondant à chaque boucle photographiée. Un compteur enregistrerait la fréquence respiratoire de l'animal au cours de l'expérience et la fréquence moyenne a été affectée à la "boucle moyenne" ci-dessus définie. Ce procédé n'est évidemment pas rigoureux mais permet une approximation valable. En supposant que la vitesse de l'air soit la même à l'inspiration et à l'expiration, et qu'elle soit constante, on peut, de la fréquence et du volume courant, déduire la vitesse. Là encore, on ne peut espérer qu'un ordre de grandeur car les hypothèses de départ

ne sont que des approximations assez grossières.

Dans les tableaux qui résument nos expériences, on trouvera donc :

- les portes de charge correspondant aux positions (ou séries)
 - 1, 0 et + 1,
- la période, l'air courant et la vitesse de l'air, le tout se rapportant à une boucle moyenne qui représente la moyenne de dix mouvements respiratoires.

VERIFICATION sur MODELE

Après mise au point de l'appareillage, les diagrammes obtenus sur l'animal ont été qualitativement satisfaisants. Mais, étant donné la petitesse des grandeurs mesurées, il a paru indispensable de s'assurer qu'il ne s'agissait pas d'artefacts. On peut à ce sujet, remarquer que si les hypothèses simplificatrices de départ ne sont pas fondées, le déphasage sera masqué ou inversé, mais, en aucun cas, créé de toutes pièces. La seule cause d'erreur pourrait être un déphasage instrumental. On a donc vérifié grâce à un modèle :

- .- que ce déphasage instrumental n'existait pas,
- .- quelles étaient la fidélité et la stabilité de l'appareillage,
- .- quelle précision on pouvait lui demander.

Le modèle mécanique capable de fournir les réponses à ces questions devait pouvoir pomper des volumes de 5 à 20 cm³ à des fréquences de 70 à 250/minute dans un "poumon artificiel" où l'air inspiré se trouverait porté à des conditions de température et de tension de vapeur semblables à ce qu'elles sont dans un poumon de Lapin. Bien entendu, on doit aussi pouvoir introduire une résistance variable au passage de l'air et mesurer directement la perte de charge qui en résulte ; la comparaison entre cette mesure directe et la mesure indirecte fournie par l'appareillage pléthysmographique servira à l'étalonnage empirique de notre appareil.

Description du modèle

- - - - -

Le modèle mécanique comprend (Fig. 4) :

- .- Une cuve cylindrique en cuivre rouge d'un volume de 300 cm³ ; cette cuve est à moitié remplie d'eau et un niveau permet de contrôler cette quantité. Une petite turbine électrique à axe vertical plonge dans l'eau et la vaporise violemment contre les parois de la cuve ; ainsi est rendue possible la saturation immédiate de l'air inspiré dans la cuve.
- .- Une pompe dont le cylindre horizontal est soudé par une de ses extrémités à la partie inférieure de la cuve. Le piston est entraîné par un moteur électrique à réducteur dont l'axe se termine par un plateau ; la bielle peut être fixée sur ce plateau en différentes positions qui correspondent à des cylindres de 5 - 10 - 15 - 20 cm³.

Le piston n'est lubrifié que par l'eau de la cuve à l'agitation de laquelle il contribue.

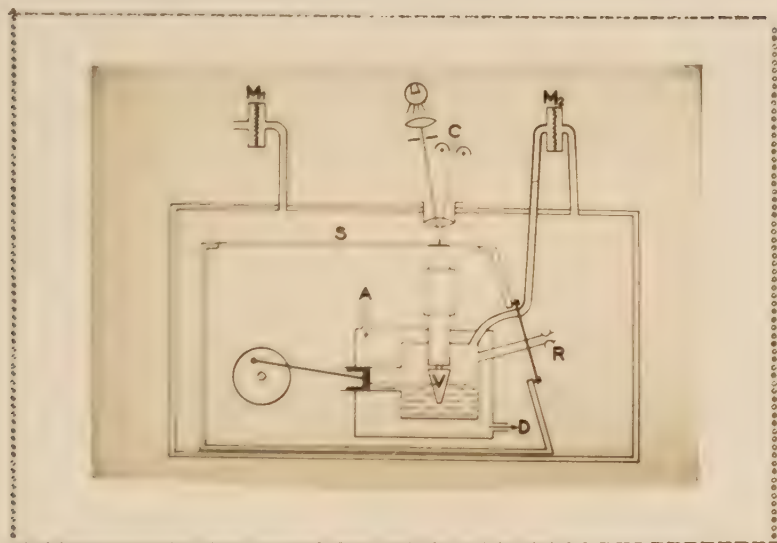


Fig. 4

Le modèle mécanique

On reconnaît la pompe et son piston,
V = turbine d'agitation de l'eau dans le
"poumon artificiel",
A = enceinte thermostatique parcourue par de
l'eau à 38 °,
R = étranglement variable de la "trachée",
M₁ = manomètre de mesure indirecte de la
perte de charge,
M₂ = manomètre de mesure directe de la perte
de charge.

.- Une enceinte thermostatique en plexiglass entoure complètement la cuve et le cylindre. On y entretient une circulation d'eau à 38 °.

.- Une "trachée" est soudée à la partie supérieure de la cuve, en un point diamétralement opposé au cylindre ; elle sort par un joint

étanche de l'enceinte thermostatique.

.- Un manomètre différentiel est branché entre l'intérieur du "poumon" et la boîte extérieure.

L'ensemble du modèle est mis à la place du Lapin dans le pléthysmographe. Des commandes étanches permettent d'assurer de l'extérieur l'écrasement de la trachée, les réglages de la fréquence respiratoire et de la température de l'eau de circulation, la mise en marche de la turbine. Seul le changement de cylindrée nécessite l'ouverture de la boîte pléthysmographique.

Les indications du manomètre différentiel de mesure directe sont reçues après amplification sur les plaques de déviation verticales d'un oscillographe ; le balayage horizontal est assuré par la membrane spiromètre. Sur l'écran on a donc le diagramme de Y_d (= mesure directe de la perte de charge) en fonction de V_t .

Un autre oscillographe reçoit simultanément les indications de notre appareillage de mesure indirecte, c'est à dire Y en fonction de V_t . Un commutateur permet de prendre des photographies comparatives de ces deux diagrammes ; on peut alors les mesurer et comparer objectivement la mesure indirecte à la mesure directe.

Les essais sur le modèle
- - - - -

Qualitativement, les résultats sont assez frappants (Fig.5). Au facteur d'échelle près, les boucles représentatives de $Y_d = f(V_t)$ et de $Y = f(V_t)$ paraissent, pour une même perte de charge, tout à

fait semblables.

Deux types d'essais quantitatifs ont été effectués :

- .- Sans chauffage du modèle, les conditions physiques de l'air étant les mêmes dans le "poumon" que dans la boîte extérieure.
- .- Avec chauffage et turbine d'agitation en marche.



Fig. 5

Comparaison qualitative de la mesure directe (en haut) et de la mesure indirecte (en bas) de la perte de charge sur le modèle.

Pour chacun de ces essais différentes résistances au passage de l'air ont été introduites. Les nombreuses paires de courbes photographiées ont été mesurées suivant la technique précédemment décrite. On a alors calculé la relation qui lie la mesure indirecte à la mesure directe de la perte de charge.

Résultats des essais sur le modèle

Les tableaux I et II résument ces résultats :

TABLEAU I

Cylindrée	Fréquence	Série	Pente
5	110	+ 1	0,887
		0	0,919
		- 1	0,950
5	190	+ 1	0,940
		0	0,922
		- 1	0,930
5	265	+ 1	0,837
		0	0,823
		- 1	0,823
10	67	+ 1	0,894
		0	0,901
		- 1	0,925
10	90	+ 1	0,899
		0	0,862
		- 1	0,927
10	115	+ 1	0,903
		0	0,859
		- 1	0,801
10	156	+ 1	0,878
		0	0,856
		- 1	0,814
20	100	+ 1	0,967
		0	0,906
		- 1	0,982
20	138	+ 1	0,908
		0	0,900
		- 1	0,823

Essai du modèle sans chauffage

La mesure indirecte de la perte de charge est liée à la mesure directe par une relation linéaire dont la droite représentative passe par l'origine avec une pente $b = 0,887 + 0,005$. Le coefficient de corrélation est $r = 0,990$. Il apparaît inutile de faire une correction en fonction de la fréquence ou de la cylindrée.

TABLEAU II

Cylindrée	Fréquence	Série	Pente
15	169	+ 1	1, 126
		0	1,126
		- 1	1,097
15	140	+ 1	1,110
		0	1,102
		- 1	1,063
15	110	+ 1	1,120
		0	1,150
		- 1	1,155
15	79	+ 1	1,192
		0	1,263
		- 1	1,204

Essai du modèle avec chauffage
et turbine d'agitation de l'eau.-

Il n'a pas paru nécessaire d'essayer plusieurs cylindrées ; par contre la relation linéaire qui unit la mesure directe de la perte de charge à la mesure indirecte a été calculée pour diverses fréquences. Cette relation est linéaire ; sa représentation graphique a une ordonnée à l'origine a) = - 7,500 + 0,417
et une pente b) = 1,124 ± 0,009

Le coefficient de corrélation est
r) = 0,9753

On en déduit les conclusions suivantes :

- .- Les ordonnées mesurées sur les boucles obtenues par la méthode pléthysmographique sont fonction linéaire de la perte de charge :
 $Y = bu + a.$
- .- Dans la gamme de fréquences et de volumes explorée, compte-tenu du degré de précision ou de l'appareillage, il n'apparaît pas nécessaire d'introduire une correction en fonction de la fréquence ou du volume courant.
- .- Il n'y a pas de déphasage instrumental.
- .- L'erreur type est de l'ordre de $\pm 0,4$ mm de Hg. Cette précision pourrait être techniquement améliorée.
- .- L'équation qui permet de traduire Y mesuré sur l'écran de l'oscillographe en valeur absolue, rapportée à un volume pulmonaire moyen de 100 cm^3 est :

$$u = Y \left[\frac{1}{1,76} \right] \times \frac{1}{56,4 \times E_v} \times (B - h_b) \times \frac{100}{42,5 \times P} \left[\right] + 1,04$$

pour la position 0.

Pour les positions +1 et -1, le terme de correction de volume devient :

$$\frac{100}{42,5 \times \left(P \pm \frac{V_t}{4} \right)}$$

dans lesquelles :
 u = Perte de charge en mm de Hg.
 E_v = Déflexion oscillographique verticale obtenue en pompant un volume de 1 cm^3 dans la boîte extérieure.
 P = Poids de l'animal en Kg.

PERIENCES sur l'ANIMAL

Technique

- - - - -

Nos essais ont porté sur sept Lapins (x). Chaque expérience se déroulait suivant le schéma suivant :

L'animal est pesé, sa température rectale prise. Il est placé dans le pléthysmographe puis dans la boîte extérieure. Le diagramme de sa perte de charge est aussitôt suivi sur l'écran de l'oscillographe. Dès que l'animal est calme, après un délai qui n'excède jamais une minute, dix photographies du diagramme sont prises coup sur coup, en moins de deux minutes. Bien que la boîte extérieure soit étanche, le changement de composition de l'atmosphère est absolument négligeable dans un temps aussi court : le CO_2 rejeté ne représente même pas une concentration de 2 pour mille.

La boîte est alors balayée pendant cinq minutes par un courant d'air de 10 l/m et de nouvelles photos sont prises après ce balayage. Le but de cette manoeuvre est de s'assurer que les conditions expérimentales ne gênent pas l'animal et que le diagramme reste comparable à lui-même dans le temps.

Dans un deuxième type d'expérience, le balayage à l'air a été remplacé par un aérosol d'acétylcholine durant également cinq

(x) Nous sommes heureux de remercier Mlle Morin de l'aide précieuse qu'elle nous a apportée dans la réalisation de ces expériences.

minutes. Cet aérosol n'entraînait aucune gêne respiratoire visible : l'animal reste calme, la respiration tranquille, on note seulement un certain ralentissement du rythme respiratoire.

Résultats

- - - - -

On dispose ainsi pour chaque Lapin de plusieurs diagrammes, tant à l'état normal qu'après épreuve à l'acétylcholine, (Fig.6), qu'on interprète comme il a été exposé ci-dessus.

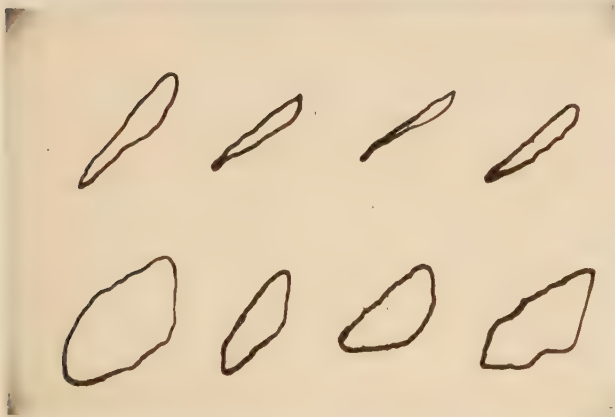


Fig.6

Quelques diagrammes de porte de charge.

En haut, chez des Lapins à l'état normal ;
En bas, chez les mêmes animaux après épreuve
à l'acétylcholine.

Les résultats sont consignés dans les tableaux III et IV.

TABLEAU III

ANIMAL	DATES	TYPE d'expérience	PERTE de CHARGE(u)			PERIODE 1/100 sec	$\bar{V}_t$	Débit cm ³ /sec	POIDS
			+ 1	0	- 1				
SCAL	18-4-56	Normal 1	1,27	1,23	0,91	67	13,69	41,56	3.450
	18-4-56	Acétylcholine	1,89	1,88	1,53	69	8,75	25,79	3.450
	19-4-56	Normal 1	1,09	1,78	0,75	44	9,47	43,77	3.450
	19-4-56	Normal 2	1,12	1,09	0,70	56	11,16	40,53	3.450
	23-4-56	Normal 1	1,47	1,27	1,02	20	11,22	114,10	3.450
	23-4-56	Normal 2	1,49	1,23	1,02	42	13,47	65,23	3.450
CHIEU	18-4-56	Normal 1	1,18	1,16	0,85	53	11,50	49,34	2.930
	18-4-56	Acétylcholine	2,70	2,86	2,25	49	6,08	28,22	2.920
	19-4-56	Normal 1	0,89	0,73	0,68	45	10,83	54,73	2.930
	19-4-56	Normal 2	2,44	2,28	1,77	74	11,69	35,92	2.920
	23-4-56	Normal 1	1,32	1,12	0,66	45	10,01	50,58	2.920
	23-4-56	Normal 2	1,29	1,12	0,98	65	11,20	39,18	2.920
FHEL	18-4-56	Normal 1	1,44	1,31	1,12	49	8,37	38,09	3.010
	18-4-56	Acétylcholine	2,38	2,07	1,60	62	9,48	34,10	3.010
	19-4-56	Normal 1	1,32	1,29	0,75	70	15,00	47,78	3.010
	19-4-56	Normal 2	1,31	1,36	0,87	64	12,27	42,75	3.010
	23-4-56	Normal 1	1,49	1,32	1,18	38	11,59	68,01	3.010
	23-4-56	Normal 2	1,45	1,23	0,93	50	10,27	45,80	3.010
MAUD	16-4-56	Normal 1	1,16	1,31	0,98	98	7,19	15,48	3.270
	16-4-56	Acétyl choline	3,75	4,09	3,37	100	7,59	16,01	3.270
	19-4-56	Normal 1	1,12	1,20	0,94	55	11,13	42,69	3.270
	19-4-56	Normal 2	2,03	1,85	1,19	139	18,27	27,73	3.270
	23-4-56	Normal 1	1,25	1,34	1,09	50	11,27	47,55	3.270
	24-4-56	Normal 2	1,22	1,30	1,19	56	13,07	49,24	3.270
III	18-4-56	Normal 1	1,31	1,32	1,04	76	20,58	47,60	4.290
	18-4-56	Normal 2	1,19	1,31	1,03	83	20,27	42,93	4.290
	23-4-56	Normal 1	1,57	1,72	1,46	73	27,94	67,28	4.290
	23-4-56	Normal 2	1,76	1,80	1,55	88	25,66	51,26	4.290
DE	16-4-56	Normal 1	1,26	1,39	0,99	36	10,59	62,89	3.200
	16-4-56	Acétylcholine	4,87	3,94	3,54	34	10,67	68,09	3.200
	19-4-56	Normal 1	1,54	1,43	1,06	41	11,50	59,96	3.200
	19-4-56	Normal 2	1,50	1,44	0,96	65	11,33	37,27	3.200
	23-4-56	Normal 1	2,29	1,97	1,60	50	17,69	75,64	3.200
	23-4-56	Normal 2	1,76	1,48	1,35	28	9,77	74,60	3.200
10	14-4-56	Normal 1	1,82	1,47	1,17	41	17,88	73,08	4.600
	14-4-56	Acétyl choline	3,24	2,93	2,64	53	11,19	35,39	4.600
	19-4-56	Normal 1	1,76	1,28	1,24	38	16,19	71,40	4.600
	19-4-56	Normal 2	1,82	1,53	1,23	50	13,80	46,26	4.600
	23-4-56	Normal 1	1,93	1,69	1,37	29	11,52	66,57	4.600
	23-4-56	Normal 2	2,46	1,89	1,69	28	9,38	56,15	4.600

r chacune des positions +1,0 et -1, la perte de charge a été exprimée en mm
 Hg; elle a été rapportée - au poids moyen des animaux,
 - à un volume pulmonaire moyen de 100 cm³.
 Estimation de la période et de la vitesse de l'air au cours de chaque expérience
 est pas rigoureuse et ne représente qu'un ordre de grandeur.

TABLEAU IV

NORMAL I	Série +1	$\sum u$	= 28,48	n	= 20
		$\sum u^2$	= 42,61	$\bar{u}$	= 1,424
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 2,06	σ	= 0,32
	Série 0	$\sum u$	= 27,33	n	= 20
		$\sum u^2$	= 38,71	$\bar{u}$	= 1,366
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 1,37	σ	= 0,24
	Série -1	$\sum u$	= 20,86	n	= 20
		$\sum u^2$	= 22,95	$\bar{u}$	= 1,043
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 1,20	σ	= 0,24
NORMAL 2	Série +1	$\sum u$	= 22,87	n	= 14
		$\sum u^2$	= 39,75	$\bar{u}$	= 1,631
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 2,49	σ	= 0,35
	Série 0	$\sum u$	= 20,91	n	= 14
		$\sum u^2$	= 32,76	$\bar{u}$	= 1,493
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 1,53	σ	= 0,33
ACETYLCHOLINE	Série -1	$\sum u$	= 16,46	n	= 14
		$\sum u^2$	= 20,65	$\bar{u}$	= 1,175
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 1,30	σ	= 0,30
	Série +1	$\sum u$	= 18,83	n	= 6
		$\sum u^2$	= 64,80	$\bar{u}$	= 3,138
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 4,90	σ	= 0,82
	Série 0	$\sum u$	= 17,77	n	= 6
		$\sum u^2$	= 56,83	$\bar{u}$	= 2,961
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 4,23	σ	= 0,84
	Série -1	$\sum u$	= 14,93	n	= 6
		$\sum u^2$	= 40,82	$\bar{u}$	= 2,488
		$\sum (u-\bar{u})^2$	= 3,67	σ	= 0,78

Pour chacun des trois types d'expériences on a calculé la moyenne et l'écart type de la perte de charge.

A l'état normal, la perte de charge pour le volume pulmonaire moyen apparaît comme une grandeur caractéristique dont la dispersion est faible. Après aérosol d'acétylcholine, la perte de charge est significativement augmentée.

Dans toutes les expériences, la perte de charge a été plus grande dans la position inspiratoire que dans la position expiratoire du thorax.

Il s'en dégage les conclusions suivantes :

- .- A l'état normal, la perte de charge totale due à la résistance de l'air dans les voies aériennes chez le Lapin, rapportée à un volume pulmonaire moyen de 100 cm^3 , est de $1,4 \pm 0,3$ mm de Hg pour un débit moyen de l'ordre de $56 \text{ cm}^3/\text{sec}$.
- .- Ces résultats sont très homogènes dans le temps chez un même animal et d'un animal à l'autre, compte tenu du degré de précision de notre appareillage.
- .- La perte de charge totale est plus forte en position inspiratoire (+ 7%) et plus faible en position expiratoire (- 22%) qu'en position moyenne du thorax. Les changements du volume pulmonaire total en ces différentes positions n'expliquent pas de tels écarts qui doivent probablement être rapportés à des modifications de la vitesse de l'air au cours du cycle respiratoire ; des études ultérieures s'efforceront d'éclaircir ce point.
- .- L'administration d'un aérosol d'acétylcholine entraîne une augmentation significative de la perte de charge totale qui est approximativement doublée, bien que la vitesse de l'air ne soit alors en moyenne que de $35 \text{ cm}^3/\text{sec}$; il s'agit donc bien d'une diminution de la perméabilité des voies aériennes au passage de l'air. Rappelons qu'aucun signe clinique n'extériorisait la gêne respiratoire que la méthode pléthysmographique met pourtant en évidence d'une façon tout à fait nette. La constance absolue de ce fait sur plusieurs dizaines d'expériences nous paraît le meilleur argument pour affirmer la valeur pratique de la méthode.

AMÉLIORATIONS et APPLICATIONS PRATIQUES DE LA METHODE VOLUMETRIQUE.-

1.- Sur l'animal de laboratoire.

Nous avons déjà signalé les améliorations qui pourraient être apportées à la méthode :

.- Diminution de la capacité de la boîte extérieure ; en la ramenant à une trentaine de litres, le gain sur $V_t - V_I$ serait presque doublé.

.- Absorption du CO_2 rejeté et remplacement de l' O_2 consommé pour annuler la petite erreur qu'introduit un Q.R. $\neq 1$.

.- Appréciation de la durée de chaque cycle respiratoire photographié par modulation du faisceau cathodique par exemple.

2. - L'application à l'Homme.

L'application de notre méthode à l'Homme ne se heurterait à aucun obstacle et présenterait même de notables avantages.

La boîte extérieure serait un cylindre métallique d'une capacité de 600 litres environ, à axe vertical (sujet assis) ou horizontal (malade couché).

La mesure du volume courant peut être assurée de différentes manières :

.- Soit par un pneumographe dérivé de celui de MAREY et constitué par un tube de caoutchouc ceinturant le thorax ; la pression dans ce tube est fonction de l'expansion thoracique.

.- Soit en mesurant le déplacement du centre de gravité du sujet que

provoque l'excursion diaphragmatique, elle aussi fonction du volume courant.

.- Soit plutôt on intégrant électriquement les indications fournies par un pneumotachographe à travers lequel respirerait le sujet. Ce système qui n'est applicable qu'à l'Homme aurait l'immense avantage de donner continuellement la vitesse de l'air ; il est très probable qu'un diagramme de $V_t - V_I$ en fonction du débit aérien et non plus de V_t éclaircirait les raisons pour lesquelles la perte de charge nous est apparue variable avec la position du thorax.

.- Il faut enfin remarquer que la fréquence respiratoire de l'Homme est environ huit fois moins grande que celle du Lapin et que les hypothèses concernant les changements de conditions physiques de l'air seraient beaucoup plus assurées dans ces conditions.

Si les prochains essais que nous projetons d'entreprendre confirment cette manière de voir, il nous semble que la méthode proposée ici pour la mesure de la résistance qu'opposent les voies aériennes au passage de l'air mériterait de prendre place parmi les méthodes d'examen de la fonction respiratoire.

CONCLUSIONS

--:--:--

Nous présentons une méthode originale qui permet de mesurer la résistance opposée par les voies aériennes au passage de l'air.

Cette méthode est fondée sur la mesure du déphasage qu'introduit cette résistance entre le déplacement de l'air à l'inspiration et à l'expiration d'une part et l'expansion thoracique correspondante d'autre part.

Elle présente les avantages suivants :

- .- Respect de l'état physiologique, le sujet ne subissant aucune gêne, les pressions mises en jeu sont de l'ordre de 10^{-6} atm.
- .- Application possible aussi bien à l'Homme qu'à l'animal, ceci même au cours d'états pathologiques, aucune coopération n'est demandée au sujet.
- .- Enfin il s'agit d'une mesure élective de la résistance au passage de l'air, excluant les résistances élastiques ou visqueuses des tissus.

La seule autre méthode qui vise ce résultat est celle de VUILLEUMIER ; elle est inutilisable chez l'animal et son étude critique montre qu'elle ne réalise pas une mesure pure de la

résistance opposée par les voies aériennes au passage de l'air.
La valeur de notre technique a d'abord été éprouvée par des essais sur un modèle mécanique qui a aussi servi à son étalonnage.

Les mesures effectuées ensuite sur sept Lapins donnent à l'état normal une perte de charge totale (perte de charge à l'inspiration + perte de charge à l'expiration) de $1,366 \pm 0,240$ mm de Hg pour un débit d'air moyen de 57 cm^3 par seconde. Il semble que la part qui revient à l'expiration soit à peu près deux fois plus grande que celle qui revient à l'inspiration.

Les mêmes animaux ont subi une épreuve de broncho-constriction par une exposition de cinq minutes à un aérosol d'acétylcholine. Alors qu'ils ne présentaient aucun signe objectif de gêne respiratoire, on a trouvé une perte de charge de $2,961 \pm 0,840$ mm de Hg pour un débit moyen de $35 \text{ cm}^3/\text{seconde}$. La technique proposée est donc capable de déceler et de mesurer une augmentation de la résistance opposée par les voies aériennes au passage de l'air qui échapperait au seul examen clinique.

Mesurant pour la première fois une donnée physiologique dont l'importance théorique est fondamentale, cette méthode nouvelle doit trouver son application dans le triple domaine de la physiologie animale et humaine, de la pharmacologie et de la physio-pathologie respiratoire.

—:—:—:—:—:—:—:—:—

Vu le Doyen de la Faculté
Léon BINET

Vu le Président de Thèse
Léon BINET

Vu et permis d'imprimer
Le Recteur de l'Université
Jean SARRAILH

BIBLIOGRAPHIE

-:-:-:-:-

.- ASCHOFF L.

Z. Exper. Med. 50 52, 1926

.- ASCHOFF L., MUNDT E., SCHOEDEL W. et SCHWARZ H.

Pflügers Arch. 244 87-98, 1940

.- BALTISBERGER W.

Z. Anat. 61 229, 1921

.- CHAPLIN J.L.

Am. J. Physiol. 179 146, 1954

.- DEJOURS P. and RAHN H.

J. Appl. Physiol. 5 445-448, 1953

.- DRURBAUCH J.E. et FENN W.O.

Pediatrics 16 81-87, 1955

.- ENGELHARDT A.

Z. Biol. 100 34, 1940

.- ENGELHARDT A.

Z. Biol. 99 600, 1939

.- FRANCK C., GRANDPIERRE R. et ARNOULD P.

Rev. Path. Gén. Comp. 53 985-986, 1954

.- HESS W.R.

Die Regulierung der Atmung. Leipzig, 1931

.- Mc ILROY M.B., MEAD J., SELVERSTONE N.J. and RADFORD E.F.Jr.

J. Appl. Physiol. 7 485-489, 1955

- .- MEAD J. and WHITTENBERGER J.L.
J. Appl. Physiol. 5 779, 1953

- .- MEAD J. and WHITTENBERGER J.L.
J. Appl. Physiol. 6 408-416, 1954

- .- MUNDT E., SCHOEDEL W. et SCHWARZ H.
Pflügers Arch. 244 99-106, 1940

- .- MUNDT E., SCHOEDEL W. et SCHWARZ H.
Pflügers Arch. 244 107-119, 1940

- .- OTIS A.B. et PROCTOR D.F.
Am. J. Physiol. 152 106, 1948

- .- OTIS A.B.
Physiol. Rev.

- .- OTIS A.B., Mc KERROW C.B., BARTLETT R.A., MEAD J., Mc ILROY M.B.,
SELVERSTONE N.J. and RADFORD E.P.
J. Appl. Physiol. 8 427-443, 1956

- .- ROHRER F.
Pflügers Arch. 162 225, 1915

- .- VERZAR F. et JEKER L.
Pflügers Arch. 238 379, 1937

- .- VON NEERGARD K. et WIRZ K.
Z. Klin.Med. 105 52, 1927

- .- VUILLEUMIER P.
Z. Klin.Med. 143 698, 1944

